

Ansprüche

1. Röntgenröhre (11/12) für hohe Dosisleistungen, bei welcher eine Anode (31/32) und eine Kathode (21/22) in einem vakuumisierten Innenraum (41/42) einander gegenüberliegend angeordnet sind, wobei Elektronen (e^-)
5 mittels anlegbarer Hochspannung auf die Anode (31/32) beschleunigbar sind, wobei die Kathode (21/22) eine dünne Schicht eines Elektronen (e^-) emittierenden Materials umfasst und wobei die Kathode (21/22) ein für Röntgenstrahlung (γ) im Wesentlichen transparentes Trägermaterial umfasst, dadurch gekennzeichnet,
10 dass die Röntgenröhre (11) als Anodenhohlzylinder (21) mit einem koaxialen Kathodenhohlzylinder (31) im Inneren ausgebildet ist.
2. Röntgenröhre (11/12) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Kathode (21/22) den vakuumisierten Innenraum (41/42) nach aussen abschliesst.
- 15 3. Röntgenröhre (11/12) nach einem der Ansprüche 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Anode (31/32) zur Umwandlung der Elektronen (e^-) in Röntgenstrahlung (γ) Gold und/oder Molybdän und/oder Wolfram und/oder eine Verbindung der Metalle umfasst.
4. Röntgenröhre (11/12) nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch
20 gekennzeichnet, dass die Kathode (21/22) einen thermionischen Emitter (72) umfasst.
5. Röntgenröhre (11/12) nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Kathode (21/22) einen Kaltmitter (72) umfasst.
6. Röntgenröhre (11/12) nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet,
25 dass der Kaltmitter Metall- und/oder Grafitspitzen und/oder Kohlenstoff-Nanoröhrchen umfasst.

7. Verfahren zur Erzeugung von hohen Dosisleistungen mit Röntgenröhren (11/12), bei welcher eine Anode (31/32) und eine Kathode (21/22) in einem vakuumisierten Innenraum (41/42) einander gegenüberliegend angeordnet werden, wobei Elektronen (e^-) mittels anlegbarer Hochspannung auf die Anode (31/32) beschleunigt werden, wobei in der Kathode (21/22) ein für Röntgenstrahlung (γ) im Wesentlichen transparentes Trägermaterial verwendet wird, und wobei eine dünne Schicht eines Elektronen (e^-) emittierenden Materials auf dem Trägermaterial aufgebracht wird, dadurch gekennzeichnet,

10 dass als Anode ein Anodenhohlzylinder (21) mit einem coaxialen Kathodenhohlzylinder (31) im Innern verwendet wird.

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Kathode (21/22) den vakuumisierten Innenraum (41/42) nach aussen abschliesst.

15 9. Verfahren nach einem der Ansprüche 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, dass zur Umwandlung der Elektronen (e^-) in Röntgenstrahlung (γ) Gold und/oder Molybdän und/oder Wolfram und/oder eine Verbindung der Metalle verwendet wird.

20 10. Verfahren nach einem der Ansprüche 7 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass in der Kathode (21/22) ein thermionischer Emittor verwendet wird.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 7 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass in der Kathode (21/22) ein Kaltemitter verwendet wird.

25 12. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass für den Kaltemitter Metall- und/oder Grafitspitzen und/oder Kohlenstoff-Nanoröhrchen verwendet werden.

13. Verfahren zur Herstellung einer Röntgenröhre (11/12) für hohe Dosisleistungen, bei welcher eine Anode (31/32) und eine Kathode (21/22) in

einem vakuumisierten Innenraum (41/42) einander gegenüberliegend angeordnet werden, wobei Elektronen (e^-) mittels anlegbarer Hochspannung auf die Anode (31/32) beschleunigt werden, wobei in der Kathode (21/22) ein für Röntgenstrahlung (γ) im Wesentlichen transparentes Trägermaterial
5 verwendet wird, und wobei eine dünne Schicht eines Elektronen (e^-) ermittierenden Materials auf dem Trägermaterial aufgebracht wird, dadurch gekennzeichnet,

dass die Röntgenröhre (11/12) als Anodenhohlzylinder (21) mit einem coaxialen Kathodenhohlzylinder (31) im Inneren ausgebildet wird.

10 14. Verfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Kathode (31/32) den vakuumisierten Innenraum (41/42) nach aussen abschliesst.

Objekt vollständig zu bestrahlen. Weiter ist die Dosisleistung pro Flächenelement einer solchen Anordnung bestimmt durch den Abstand des Objektes vom Brennfleck der Röhre und von der Strahlungsmenge, die im Brennfleck erzeugt wird. Diese Strahlungsmenge ihrerseits ist begrenzt durch
5 die thermische Energie, welche durch Kühlung des Brennflecks abgeführt werden muss, damit das Material im Brennfleck nicht schmilzt. Dabei ist der Brennfleck in der Regel deutlich kleiner als das zu bestrahlende Objekt, d.h. die zu nutzende Strahlungsdichte nimmt vom Brennfleck zum Objekt etwa mit dem Quadrat des Abstandes ab. Aus kühlungstechnischen Gründen ist die
10 Strahlleistung solcher Strahler auf wenige kW, typisch etwa 6 kW, begrenzt. Durch diese beiden Faktoren wird die spezifische Dosisleistung einer solchen Anordnung stark begrenzt.

Die US Patentanmeldung US 2002/0021068 offenbart eine Einrichtung zur Generierung von elektromagnetischer Strahlung. Die Wandung
15 der Röhre dient gleichzeitig als Kathode und ist transparent für die Röntgenstrahlung. In einer Ausführungsvariante besitzt die Kathode eine dünne elektronenemittierende Schicht. Die vom Target auskommenden Röntgenstrahlen passieren die Kathode und werden nach aussen abgestrahlt.

Die US Patentanmeldung US 2001/0019601 beschreibt eine
20 Kaltkathode, welche aus Nanoröhrchen besteht.

In der miniaturisierten Röntgenröhre beschrieben in der Patentschrift US 5 729 583 ist die Anode der Röntgenröhre gleichzeitig als Wandung des Röntgenröhrenkopfes ausgebildet. Die Röntgenstrahlung wird direkt nach aussen abgegeben.

25 Die Kathode in der Röntgenröhre offenbart in der US amerikanischen Patentanmeldung US 2003/0002627 ist ein Kohlenstoff-Nanoröhrchen oder besitzt eine Schicht aus einer ähnlichen Materie.

Das amerikanische Patent US 6 477 233 offenbart eine miniaturisierte Röntgenröhre, in welcher die beiden Elektroden im Inneren einer
30 durch die Wandung gebildeten Höhle einander gegenüber angeordnet sind.

Die deutsche Patentschrift DE 198 32 032 offenbart eine Röntgenröhre mit einer thermischen Kathode, welche sich trotzdem zum Einsatz in Kathetern zur Behandlung von Gefässen eignet. In dieser Röntgenröhre ist die Kathode als massiver Zylinder ausgebaut.

5 Eine miniaturisierte Röntgenröhre wie in der internationalen Patentanmeldung WO 99/62589 kann dank ihrer sehr geringen Grösse zur Behandlung von Gewebe innerhalb des menschlichen Körpers verwendet werden. Eine der Ausführungsvarianten offenbart eine Röntgenröhre bei welcher die Anode als Hohlzylinder ausgebildet ist.

10 Die französische Patentanmeldung FR 2 574 592 beschreibt eine Rückstrahlungs-Röntgenröhre, mittels welcher Röntgenstrahlung sehr grosser Leistung und sehr kurzer Dauer generiert werden kann. Hierzu besitzt die beschriebene Röntgenröhre ein Fokussierungsmechanismus für die auf den Target beschleunigten Elektrone.

15 Die Patentanmeldungen US 2003/0063707, US 2004/0008818 sowie die Patentschrift US 4 670 894 offenbaren Röntgenröhren, welche mindestens eine teilweise eine zylindrische Form besitzen.

Es ist eine Aufgabe dieser Erfindung, eine neue Röntgenröhre für hohe Dosisleistungen und ein entsprechendes Verfahren zur Erzeugung von hohen Dosisleistungen mit Röntgenröhren vorzuschlagen, welche die oben
20 beschriebenen Nachteile nicht aufweist. Insbesondere soll ein Röntgenstrahler vorgeschlagen werden, der eine mehrfach höhere Dosisleistung ermöglicht als konventionelle Röntgenstrahler. Ebenso soll der Prozentsatz an in γ -Strahlen konvertierter und nutzbarer Energie erhöht werden und eine gleichförmigere
25 Verteilung der γ -Strahlen bezüglich der zu bestrahlenden Oberfläche und der Tiefe des Materials erhalten werden.

Gemäss der vorliegenden Erfindung wird dieses Ziel insbesondere durch die Elemente der unabhängigen Ansprüche erreicht. Weitere vorteilhafte Ausführungsformen gehen ausserdem aus den abhängigen Ansprüchen und
30 der Beschreibung hervor.

5 - 0 5A

Insbesondere werden diese Ziele durch die Erfindung dadurch erreicht, dass bei der Röntgenröhre eine Anode und eine Kathode in einem vakuumisierten Innenraum einander gegenüberliegend angeordnet sind, wobei Elektronen mittels anlegbarer Hochspannung auf die Anode beschleunigbar sind, dass die Kathode eine dünne Schicht eines Elektronen emittierenden Materials umfasst, und dass die Kathode ein für Röntgenstrahlung im Wesentlichen transparentes Trägermaterial umfasst, wobei die Röntgenröhre als Anodenhohlzylinder mit einem coaxialen Kathodenhohlzylinder im Innern ausgebildet ist. Diese Ausführungsvariante hat u.a. den Vorteil, dass z.B. das zu bestrahlende Gut im Innern des Kathodenhohlzylinders angebracht werden kann. Dies garantiert eine gleichmässige hohe und homogene Bestrahlung des Objektes von allen Seiten (4π), was ansonsten kaum möglich wäre. Besonders zur Sterilisation mit kontinuierlicher Förderung des zu sterilisierenden Gutes und damit für hohen Durchsatz kann diese Ausführungsvariante geeignet sein.

In einer anderen Ausführungsvariante kann die Kathode den vakuumisierten Innenraum nach aussen abschliessen. Die Anode kann zur Umwandlung der Elektronen- in Röntgenstrahlung insbesondere z.B. Gold und/oder Molybdän und/oder Wolfram und/oder eine Verbindung der Metalle umfassen. Ein Vorteil der Erfindung ist unter anderem, dass die Kühlung der Anode im Vergleich zu einer Ausführungsvariante mit einer für Röntgenstrahlen transparenten Anode optimiert werden kann, da die Anode nicht für Röntgenstrahlung transparent gewählt werden muss.

In einer Ausführungsvariante umfasst die Kathode einen thermionischen Emitter. Diese Ausführungsvariante hat u.a. den Vorteil, dass thermionische Emitter in Röntgenröhren Stand der Technik sind und sich durch hohe Stabilität und lange Lebensdauer auszeichnen. Die Emitter können dabei aus geheizten Wolframdrähten bestehen, die entweder parallel gespannt oder zu einem Maschengitter verschweisst sind. Es können aber auch Emitter aus Barium-Hexaborid oder sogenannte geheizte Dispenserkathoden auf der Basis von Barium-Mischoxiden verwendet werden, die eine sehr hohe Emissionsstromdichte aufweisen und zu Gruppen zusammengestellt werden können, um grossflächige Kathoden zu realisieren.

5A

In einer anderen Ausführungsvariante umfasst die Kathode einen Kaltemitter, insbesondere mit Metall- und/oder Kohlenstoffspitzen und/oder Kohlenstoff-Nanoröhrchen. Diese Ausführungsvariante hat u.a. den Vorteil, dass die Emitter grossflächig in einer dünnen Schicht auf einen Träger
5 aufgebracht werden können und dabei im Betrieb wenig bis keine Verlustwärme erzeugen. Dadurch kann auf eine Kühlung verzichtet und eine hohe Transmission der Kathode für Röntgenstrahlen gewährleistet werden. Diese Kaltemitter werden vorteilhaft mit einem Extraktionsgitter kombiniert, mit dem die Stromdichte gesteuert werden kann.

10 In einer weiteren Ausführungsvariante umfasst die Kathode einen Träger für die thermionischen oder die Kaltemitter aus einem für Röntgenstrahlen besonders durchlässigen Material wie z.B. Beryllium, Aluminium oder insbesondere pyrolytischem Grafit. Dabei kann der Träger so ausgebildet sein, dass er auch gleichzeitig als Abschluss des Vakuumgefässes
15 dient.

An dieser Stelle soll festgehalten werden, dass sich die vorliegende Erfindung neben dem erfindungsgemässen Verfahren auch auf eine Vorrichtung zur Ausführung dieses Verfahrens sowie ein Verfahren zur Herstellung einer solchen Vorrichtung bezieht.

20 Nachfolgend werden Ausführungsvarianten der vorliegenden Erfindung anhand von Beispielen beschrieben. Die Beispiele der Ausführungen werden durch folgende beigelegte Figuren illustriert:

können mittels eines ringförmigen und/oder scheibenförmigen Isolators 62 elektrisch isoliert sein. Der Isolator kann im Wesentlichen z.B. aus einem isolierenden Keramikmaterial bestehen. Als Keramikmaterial ist z.B. Keramikmaterial aus mindestens 95 % Al_2O_3 vorstellbar. Auf die Keramik kann

5 beispielsweise eine einfach oder mehrfache Schicht aus einer Legierung gesintert sein. Die Legierung kann z.B. eine MoMnNi-Legierung umfassen. Ausserdem ist vorstellbar, dass der vakumisierte Innenraum durch ein Keramikgehäuse umschlossen ist, welches gleichzeitig die Kathode von der Anode isoliert. Die Kathode 21/22 umfasst ein für Röntgenstrahlung γ im

10 Wesentlichen transparentes Trägermaterial. Die Kathode 21/22 kann weiter z.B. ein thermionisches Kathodenmaterial (Wolfram, Tantal, Lanthan-Hexaborid oder Barium-Mischoxid) oder einen Kaltmitter umfassen. Umfasst die Kathode 21/22 einen Kaltmitter, kann sie z.B. Metall- und/oder Grafitspitzen und/oder Kohlenstoff-Nanoröhrchen umfassen. Durch diese Anordnung wirkt die

15 Kathode 21/22 als Transmissionskathode 21/22 für die γ -Strahlung. Das Trägermaterial, wie z.B. Be (Beryllium), Al (Aluminium) oder Grafit, insbesondere Pyrografit, ist vorteilhafterweise, wie erwähnt, möglichst transparent für Röntgenstrahlung γ . Erfindungsgemäss kann z.B. der vakuumisierte Innenraum 41/42 der Röntgenröhre 11/12 durch die

20 Transmissionskathode 21/22 nach aussen bzw. nach innen abgeschlossen werden. Die Strahlung tritt durch die Transmissionskathode 21/22 hindurch und trifft dahinter auf das zu bestrahlende Gut. Die Anode 31/32 umfasst eine Schicht eines Metalls mit einer hohen Ordnungszahl, z.B. Gold und/oder Molybdän und/oder Wolfram und/oder eine Verbindung der Metalle, welche

25 eine effiziente Umwandlung in Röntgenstrahlung γ erlaubt. Weiter umfasst die Anode 31/32 eine Kühlung zum Kühlen der entstehenden thermischen Energie. Die Anode 31/32 muss gekühlt werden, da typischerweise nur etwa 1 % der elektrischen Leistung in Röntgenstrahlung umgesetzt wird und der Rest als Wärme abgeführt werden muss. Die Kühlung kann mit Wasser oder mit

30 forcierter Luft erfolgen. Durch die erfindungsgemässe Anordnung kann die gesamte Strahlung in den äusseren Halbraum genutzt werden. Im Gegensatz dazu können in der konventionellen Anordnung nur etwa 10 % der Strahlung in den Halbraum genutzt werden (bei 50° Öffnungswinkel des Fensters). Ein zweiter Vorteil besteht darin, dass in der erfindungsgemässen Ausführung die

35 von den Elektronen e^- bestrahlte Fläche wesentlich grösser ist als in der

zylindrischen Röhrenkerns bildet und den vakuumisierten Innenraum 41 abschliesst. D.h. die Röntgenröhre 11 ist als Anodenhohlzylinder 31 mit einem coaxialen Kathodenhohlzylinder 21 im Innern ausgebildet. Anode 31 und Kathode 21 können z.B. wie weiter oben detaillierter beschrieben realisiert sein.

5 Die Elektronen e^- werden von der Transmissionskathode 21 auf die Anode 31 beschleunigt und erzeugen dort Röntgenstrahlung γ . Die Röntgenstrahlung γ durchdringt die für Röntgenstrahlung γ transparente Kathode 21. Damit kann im Innern des Kathodenhohlzylinders 21 eine z.B. gleichmässige und sehr hohe 4π -Gammastrahlung erreicht werden. Das zu bestrahlende Gut kann im Innern

10 des Kathodenhohlzylinders 31 angebracht werden. Dies garantiert eine gleichmässige Bestrahlung des Objektes von allen Seiten, was ansonsten kaum möglich wäre. Dies kann insbesondere zur Sterilisation sinnvoll sein,. Es kann gesagt werden, dass besonders zur Sterilisation mit kontinuierlicher Förderung des zu sterilisierenden Gutes und damit für hohen Durchsatz diese

15 Ausführungsvariante geeignet ist. Ein weiterer Vorteil dieses Ausführungsbeispiels ist, dass die Kühlung der Anode im Vergleich zu einer Ausführungsvarinate mit einer für Röntgenstrahlen transparenten Anode optimiert werden kann, da die Anode nicht für Röntgenstrahlung transparent gewählt werden muss.

20 Figur 3 zeigt schematisch die Architektur eines Ausschnitts einer erfindungsgemässen Röntgenröhre 12. Dabei werden Elektronen e^- von thermionischen oder Kalt-Emittern 72 in einer Transmissionskathode 22 emittiert und Röntgenstrahlen γ von einer Anode 32 abgestrahlt, wobei die Kathode 22 den vakuumisierten Innenraum 42 gegen aussen abschliesst. Die

25 Kathode 22 ist als runde oder eckige Fläche ausgebildet, wobei die Anode 32 durch die z.B. flächen- oder netz- oder linienförmig ausgebildeten Emitter 72 bestrahlt wird. Wie Referenznummer 50 bezeichnet Referenznummer 52 ein z.B. metallenes zylindrisches Gehäuse 52, das den vakuumisierten Innenraum 42 umfasst und die Referenznummer 62 einen Isolator, welcher das Potential

30 von der Kathode und der Anode trennt. Es ist aber auch vorstellbar, dass das Gehäuse 52 aus einem isolierenden Material hergestellt ist und der Isolator 62 dann entfällt. Es ist darauf hinzuweisen, dass die mittels den Figuren 2 und 3 beschriebenen Ausführungsvarianten durch die Verwendung von grossflächigen Anordnungen von Elektronenemittern

2/2

